

ПРИБОРОСТРОЕНИЕ

УДК 004.5:004.8
ВАК 05.11.17, 05.15.01

Средства оценки мышечной нагрузки и мышечного утомления для управления экзоскелетом в комбинированном режиме

¹*Трифонов А. А., ¹ Кузьмин А. А., ² Петрунина Е. В., ¹ Кадырова С.

¹ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» (Курск, Россия)

²Московский государственный гуманитарно-экономический университет (Москва, Россия)

email: *voldraf@mail.ru, ku3bmin@gmail.com, petruninaelenav@gmail.com, kstu-bmi@yandex.ru

Для управления серводвигателями кинематических звеньев экзоскелета, работающего в комбинированном режиме, предложено использовать электромиосигнал, получаемый в результате мониторинга активности мышц, выполняющих соответствующие тестовые упражнения. Чтобы вычислить момент сил на кинематических звеньях экзоскелета, которые ассистируют этим мышцам, необходимо по многоканальному электромиосигналу определить объем необходимой помощи, то есть вычислить необходимый экзогенный момент на соответствующем звене экзоскелета. Для этого необходим классификатор электромиосигналов. Так как дешифрация электромиосигнала осуществляется посредством нейронной сети, то для ее обучения необходимо сформировать обучающие выборки, в которых паттернам электромиосигналов ставится в соответствие тарированная нагрузка на соответствующие мышцы. В статье рассмотрен метод и средства получения тарированных электромиосигналов.

Ключевые слова: лица с ограниченными возможностями здоровья, экзоскелет, электромиосигнал, нейронные сети, тензодатчик.

Введение

Экзоскелет – это носимое (надеваемое на человека) механическое устройство или программно-мехатронный комплекс с элементами антропоморфных структур, конструктивно предназначенный для преумножения физических возможностей человека путём синхронного дублирования и поддержки двигательной активности последнего. Экзоскелеты используются, как в биотехнических системах реабилитационного типа для компенсации недостатка подвижности лиц с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ), так и в качестве промышленных роботов, где экзоскелеты выполняют роль ассистента [1–3]. Объединяет эти две, казалось бы, совсем не связанные между собой области применения экзоскелетов, то обстоятельство, что для эффективной реабилитации или для эффективной помощи рабочему в выполнении операций, автоматизировать которые достаточно затруднительно, необходимо определить тот момент, когда сам оператор экзоскелета не справляется с текущей физической нагрузкой, то есть ему необходима помощь. Такая помощь может быть оказана в момент наступления мышечной слабости, под которой понимается снижение мышечной силы [4–6].

Таким образом, необходимо точно определить время появления снижения мышечной силы, а также роль экзоскелета в компенсации этой мышечной слабости, то есть вклад серводвигателей экзоскелета в процесс выполнения технологической операции или терапевтической процедуры.

В медицинской практике мышечную силу оценивают при помощи шкал. В настоящее время повсеместное распространение получила шкала Совета по медицинским исследованиям Великобритании (MRC):

0 – отсутствие видимых сокращений мышц;

1 – имеются видимые сокращения мышц, но движения в конечности отсутствуют;

- 2 – наблюдаются движения конечности, но без преодоления силы тяжести;
- 3 – возможны движения в конечности, способные преодолеть силу тяжести, но не сопротивление, оказываемое врачом;
- 4 – движения, способные, по меньшей мере, частично преодолеть сопротивление, оказываемое врачом;
- 5 – нормальная мышечная сила.

Затруднения в использовании этой и аналогичных шкал обусловлены значительным диапазоном величин мышечной силы между оценками в 4 и 5 баллов.

Более ясное представление о соотношении мышечной слабости и двигательных нарушений дают функциональные пробы. Пациента просят выполнить то или иное движение, выявляющее определенный двигательный дефект, который можно оценить количественно (например, по числу приседаний или шагов по лестнице, которые пациент в состоянии совершить). При попытке встать с корточек или поставить ногу на стул определяют силу мышц бедра; ходьба на пятках и носках определяет силу мышц голени и стопы. Отталкивание руками при вставании со стула указывает на слабость четырехглавой мышцы бедра. Раскачивающие движения туловищем для перемещения рук в другую позицию свидетельствуют о парезе мышц плечевого пояса. Силу кистей рук можно полуколичественно определить ручным динамометром или по степени сжатия пациентом надутой манжеты тонометра. Пациенты со слабостью мышц тазового пояса вынуждены вставать из положения лежа в определенной последовательности: сначала они переворачиваются со спины на живот, затем становятся на колени и постепенно выпрямляются, «карабкаясь» руками по бедрам (симптом Гувера).

Для построения реабилитационных систем для лиц с ОВЗ необходимо контролировать сигналы двигательной активности – сигналы центральной нервной системы (ЦНС). Наиболее доступным из этих сигналов является сигнал поверхностной электромиограммы (ЭМГ). Сигналы ЭМГ имеют специфическую структуру, характерную для различных типов движений суставов. Распознавание типа движения по сигналу ЭМГ позволяет контролировать различные протезы, экзоскелеты и может быть использовано при разработке реабилитационных биотехнических систем (БТС) [7, 8].

У лиц с ОВЗ основной режим работы БТС – режим «ассистента», в котором БТС должна контролировать внешнюю нагрузку на реабилитируемые органы пациента и реакцию на эту нагрузку соответствующих групп мышц. Если сам пациент справляется с тестовой нагрузкой, то помощь не нужна, и БТС работает в режиме монитора. В случае, если нагрузка не адекватна функциональному состоянию пациента или физической возможности рабочего, и выполнить заданное упражнение он не в состоянии, то БТС должна войти в активный режим и рассчитать объем необходимой помощи, то есть оценить свой вклад в выполняемое пациентом упражнение. Поэтому декодер ЭМГ должен определить не только тип движения и координаты конечности, но и усилие (момент), которое передается на соответствующий исполнительный орган.

При возникновении в организме во время мышечной работы биохимических и функциональных сдвигов с различных рецепторов (хеморецепторов, осморецепторов, проприорецепторов и др.) в ЦНС по афферентным (чувствительным) нервам поступают соответствующие сигналы. При достижении значительной глубины этих сдвигов в головном мозге формируется охранительное торможение, распространяющееся на двигательные центры, иннервирующие скелетные мышцы. В результате в мотонейронах уменьшается выработка двигательных импульсов, что в итоге приводит к снижению физической работоспособности. Субъективно охранительное торможение воспринимается как чувство усталости. Усталость снижается за счет эмоций, действия кофеина или природных адаптогенов. При действии седативных средств, в том числе препаратов брома, охранительное торможение возникает раньше, что приводит к ограничению работоспособности [9].

Для стимуляции сигналов ЭМГ в БТС используют различные стимулы, включая стимуляцию виртуальной реальностью (VR). Эти стимулы возбуждают двигательные нейроны и, в свою очередь, стимулируют потенциалы двигательных единиц (ДЕ) мышц [10]. Наиболее важные части ЭМГ (признаки) должны быть найдены, чтобы различать и классифицировать не только мышечные движения, но и мышечную усталость. Эти признаки представляют текущий сигнал в виде кода с информацией о конкретном движении конечностей. Эта информация декодируется в декодере или классификаторе. Учитывая временные ограничения на расшифровку команды,

исследователи предпочитают методы кодирования сигнала ЭМГ во временной области на основе анализа амплитуд сигналов. Основным требованием к коду является его простота приема и скорость его декодирования (классификация команды). Следующие значения во временной области, измеренные как функции времени, используются в качестве знаков: интегральная ЭМГ; средний; средняя стоимость модуля; конечные различия; сумма элементарных областей; дисперсия; стандартное отклонение; длина сигнала; максимальное значение сигнала ЭМГ. Более подробная информация о выборе признаков для классификации приведена в [4, 7, 8, 11].

Поскольку ЭМГ-сигнал можно рассматривать как случайный процесс с нулевым средним значением, то для регистрации поверхностной ЭМГ можно применить следующий способ. Этот способ записи сигнала носит название корень квадратный из среднего значения квадрата сигнала и при этом амплитуда ЭМГ аппаратно возводится в квадрат:

$$RMS = \frac{\sqrt{\int_t^{t+\Delta t} s(t)^2 dt}}{\sqrt{\Delta t}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N s(t_i)^2}{N-1}}, \quad (1)$$

где $s(t)$ – ЭМГ-сигнал, зарегистрированный с помощью АЦП в точках $s(t_i)$, Δt – период усреднения; N – количество отсчетов в окне длительностью Δt .

В англоязычной литературе такой способ записи ЭМГ называется RootMeanSquare (сокращенно RMS) [11]. Процесс усреднения реализуется аппаратно методом скользящей средней в 100 мс окне. Сглаженный сигнал считывается с частотой 100 Гц.

На рисунке 1 представлены RMS-сигналы при сгибании кисти с динамометром.

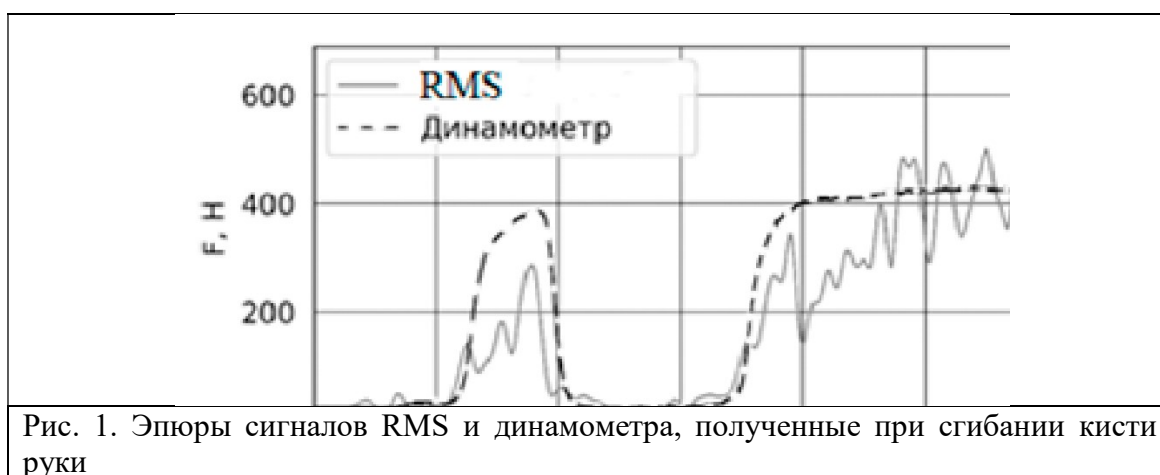


Рис. 1. Эюры сигналов RMS и динамометра, полученные при сгибании кисти руки

Эюры RMS сигналов и сигналы динамометра показывают, что по RMS сигналам можно определить как момент выполнения физической нагрузки, так и величину этой нагрузки на мышцы. Однако, чтобы зафиксировать момент утомления, необходимо контролировать не только ЭМГ-сигнал, но и динамику механической нагрузки на мышцы, что весьма затруднительно, как при использовании экзоскелета в медицинских, так и в промышленных целях.

Методы

Для измерения механической нагрузки на мышцы конечностей или на поясничные мышцы были построены обучаемые классификаторы, дескрипторы которых формировались на основе анализа ЭМГ соответствующих мышц [12–14]. Число каналов ЭМГ определялось количеством мышц, включаемых в выполнения тестовой процедуры. В каждом канале по результатам анализа ЭМГ формировались два дескриптора. Первый дескриптор характеризовал частотные свойства ЭМГ, а второй – амплитудные. Сигнал ЭМГ с усилителя биопотенциалов подавался на частотный детектор и амплитудный детектор, а затем осуществлялась низкочастотная фильтрация этих сигналов. Такая обработка сигнала ЭМГ осуществлялась на аппаратном уровне в реальном времени. Выбор окна обработки сигнала ЭМГ осуществлялся посредством выбора частот среза фильтров нижних частот на выходе частотного детектора и на выходе амплитудного детектора.

Классификаторы механической нагрузки и классификаторы утомления настраивались индивидуально для каждого оператора экзоскелета. Решающие правила по оказанию физической поддержки в выполнении терапевтических или технологических процедур с помощью экзоскелета формировались на экспертном уровне посредством правил нечеткой продукции [15].

Для калибровки реакции ЭМГ на эталонное воздействие на определенную мышцу необходимо подать разные по величине механические входные воздействия и исследовать реакцию ЭМГ на них. Для решения этой задачи использовалась двуглавую мышцу плеча и процесс сгибания руки с эталонной нагрузкой (рис. 2).

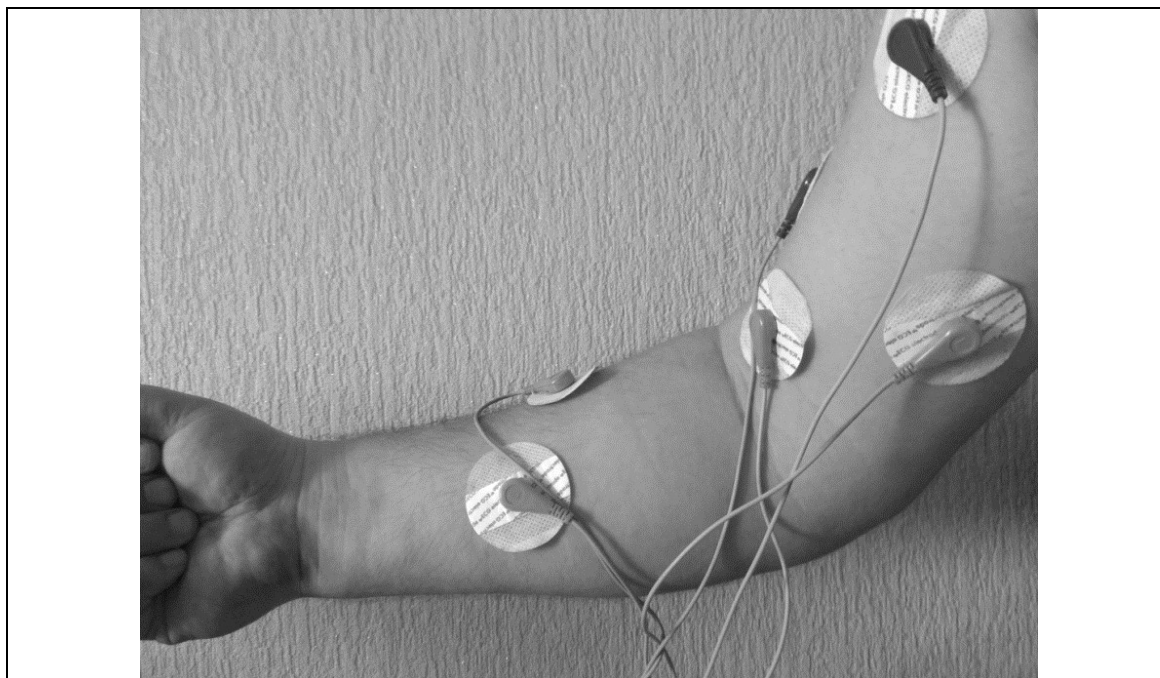


Рис. 2. Расположение электродов для контроля движения двуглавой мышцы

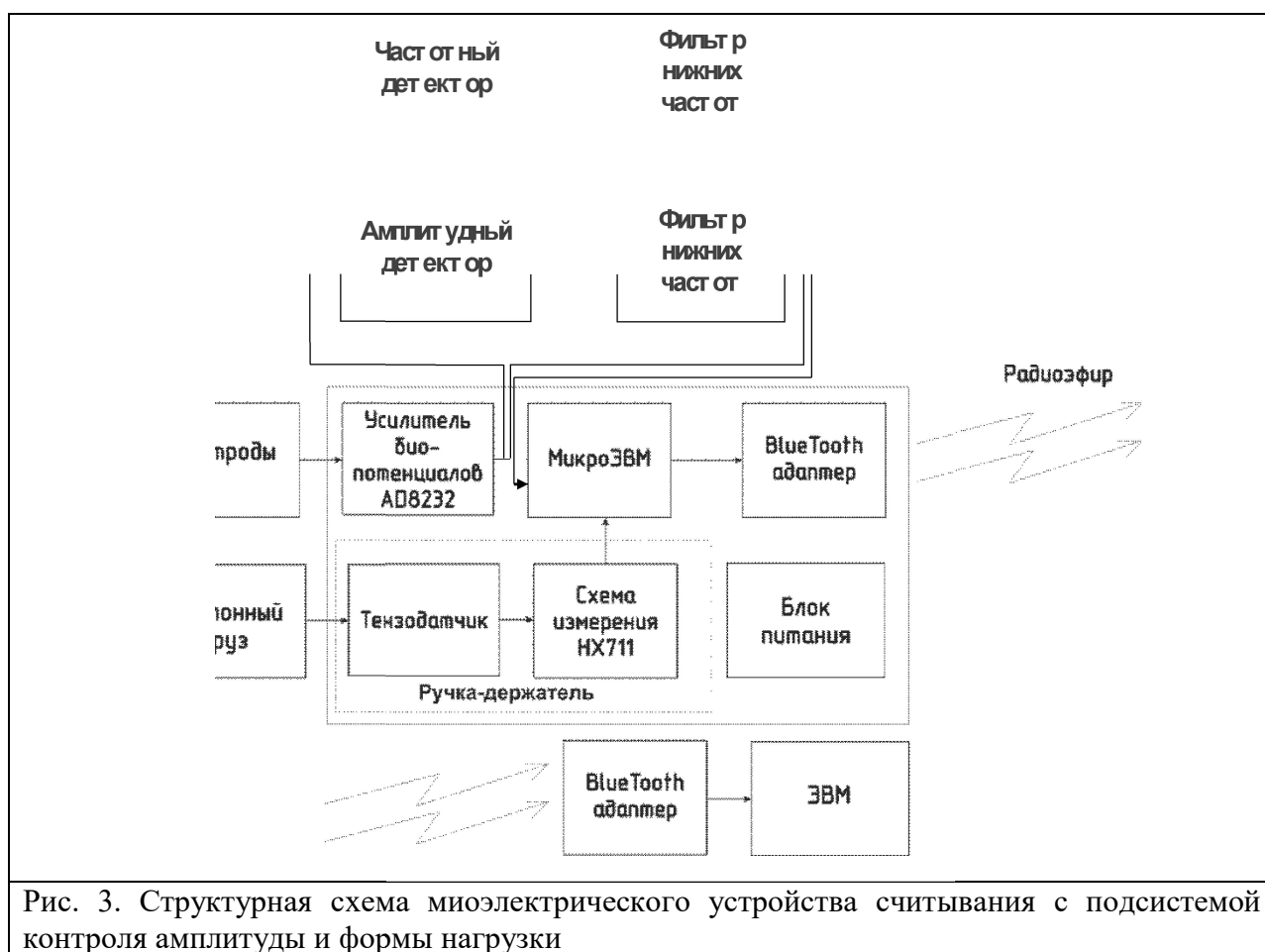
ЭМГ регистрировалась с помощью миоэлектрического устройства считывания (рис. 3). Миоэлектрическое устройство считывания представляет собой последовательно соединенные блок электродов, усилитель биопотенциалов, блок детекторов, микроЭВМ, первый адаптер BlueTooth, который посредством радиоэфира соединен со вторым адаптером BlueTooth, который подключен к ЭВМ.

В блок электродов входят несколько электродов (в зависимости от количества исследуемых каналов). Они снимают биопотенциалы с поверхности кожи. Данные биопотенциалы содержат множество помех (постоянные электрохимические потенциалы электродов, наводки от электромагнитных волн: сотовой связи, электрической сети, телевидения, радио и т.д.). Усилитель биопотенциалов необходим, чтобы усилить сигнал и очистить его от помех. Усилитель биопотенциалов построен по дифференциальной схеме, позволяющей избавиться от синфазных помех. Также внутри усилителя есть фильтры для фильтрации противофазных помех. Усилитель биопотенциалов реализован на одной микросхеме типа AD8232.

После прохождения сигнала через фильтры усилителя биопотенциалов его расщепляют на два канала: частотный и амплитудный. В первом канале осуществляется частотная демодуляция сигнала с последующей низкочастотной фильтрацией, а во втором канале – амплитудная демодуляция с последующей низкочастотной фильтрацией. Учитывая, что в RMS технологии для обработки ЭМГ используется скользящее окно 100 мс, то частота среза фильтров нижних частот выбрана 30 Гц. Сигналы в этих каналах необходимо оцифровать и отформатировать согласно спецификациям адаптера BlueTooth для последующей передачи по радиоканалу. Эту работу выполняет микроЭВМ (микроконтроллер), который благодаря встроенному модулю АЦП переводит его из аналоговой формы в цифровую.

Также микроконтроллер принимает отсчеты от подсистемы контроля амплитуды и формы нагрузки. Цифровой сигнал от микроЭВМ формируется в кадры и поступает в Bluetooth адаптер

для передачи по радиоканалу согласно протоколам Bluetooth. Радиоканал обеспечивает мобильность устройства и его электрическую безопасность.



Далее сигнал поступает во второй Bluetooth адаптер на стороне ЭВМ, после чего непосредственно в ЭВМ. ЭВМ регистрирует сигналы, декодирует их, распознает данные и визуализирует их на экране. Блок питания обеспечивает устройство электроэнергией.

Фотография микроэлектродного устройства считывания показана на рис. 4.



Результаты

Процесс воздействия стимулирующего ЭМГ усилия иллюстрирует кинематическая схема, представленная на рис. 5. Кинематическое звено 1 (модель кисти руки с рис. 2) жестко связана с консолью 2, в середине которой закреплен тензодатчик 3. К свободному концу консоли 3 прикреплена тарированная пружина 4, на которую подвешивается груз 5. Посредством шкалы 6 и указателя 7 величина груза может быть измерена.

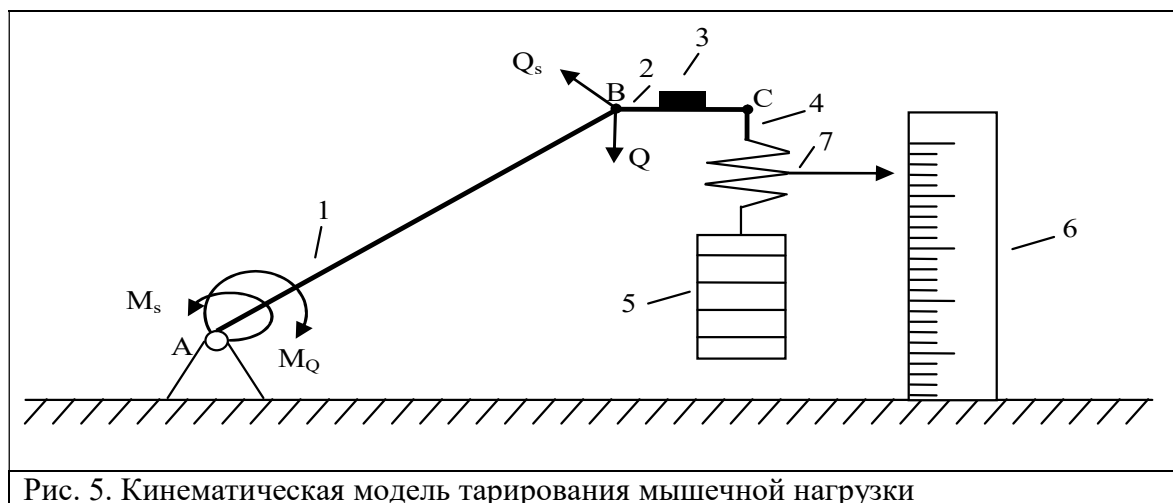


Рис. 5. Кинематическая модель тарирования мышечной нагрузки

Сила Q моделирует эталонную нагрузку, которой соответствует момент $M_Q = Q \cdot AB \cdot \sin \varphi$, где $Q \cdot \sin \varphi$ – проекция Q на направление, перпендикулярное AB . Момент M_S – это сумма моментов мышц и экзогенных моментов, получаемых посредством серводвигателей экзоскелета.

ЭМГ в этом процессе отражает реакцию мышцы на предъявление нагрузки определенного уровня. Для контроля амплитуды и формы сил, действующих на исследуемую мышцу, будем прикладывать нагрузку через измерительный тензодатчик, закрепленный на специальной ручке-держателе (рис. 6), которые вместе образуют подсистему контроля амплитуды и формы нагрузки.

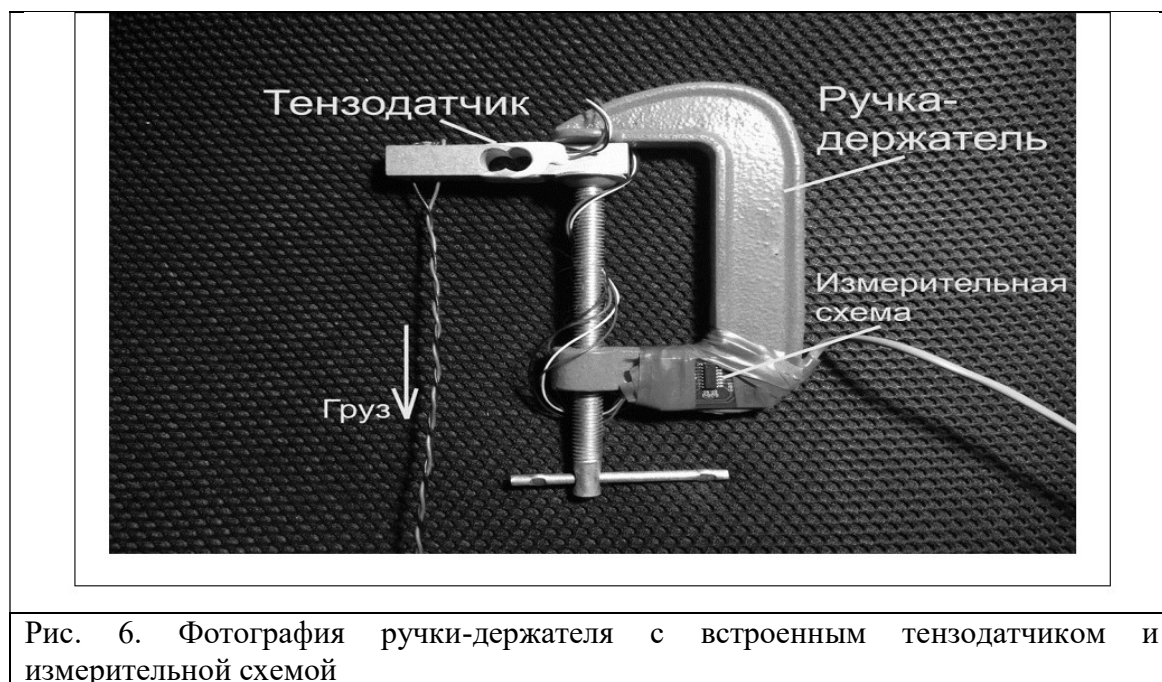


Рис. 6. Фотография ручки-держателя с встроенным тензодатчиком и измерительной схемой

Для калибровки тензодатчика вычислялись силы Q , моменты M , прогибы D в различных координатах консоли, на которой установлен тензодатчик. Эпюры этих рассчитанных величин представлены на рис. 7. Тензодатчик 3 установлен на середине консоли BC 2, которая жестко закреплена в точке B с кинематическим звеном 1. Используя эпюры рис. 7 можем рассчитать динамический диапазон сигнала с тензодатчика, а также его функцию преобразования.

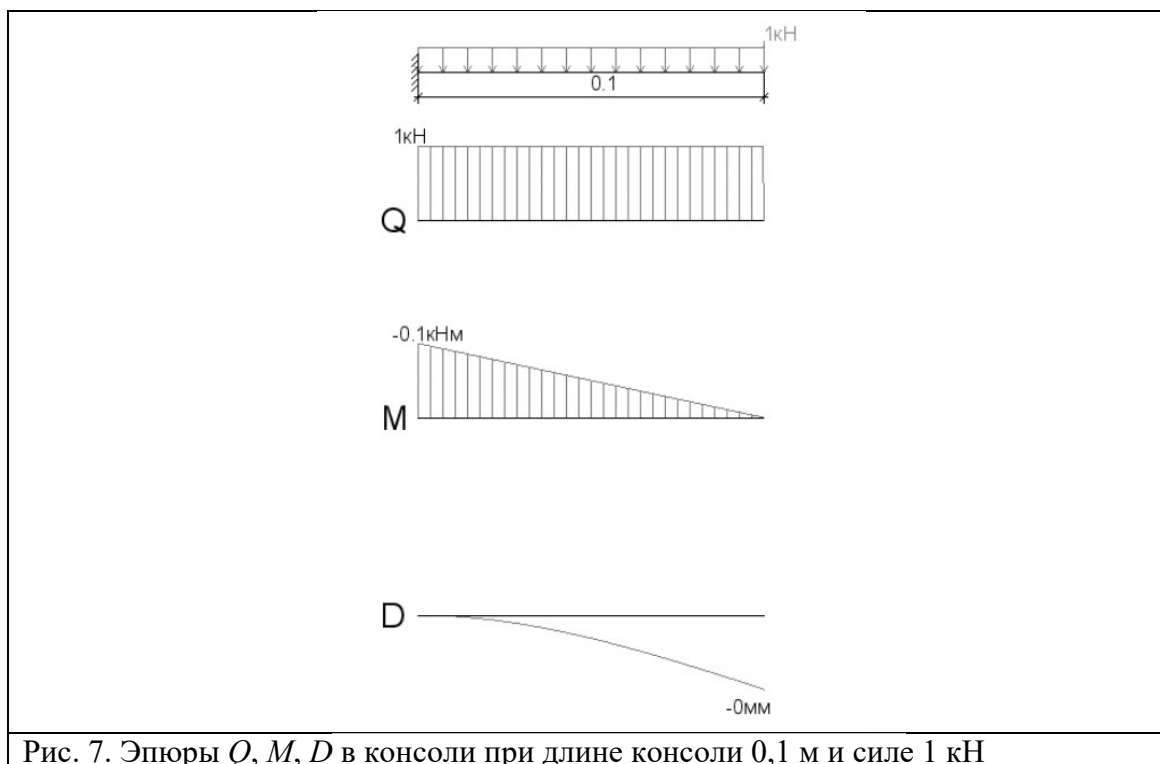


Рис. 7. Эпюры Q , M , D в консоли при длине консоли 0,1 м и силе 1 кН

На рис. 8 показаны эпюры напряжений в одном из каналов ЭМГ и в канале тензометрического датчика, измеряющего величину мышечной нагрузки.

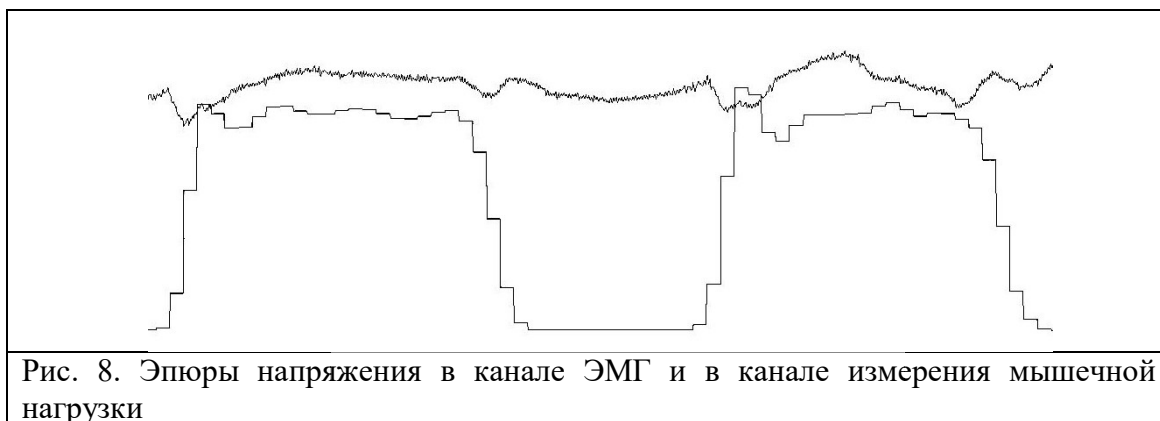


Рис. 8. Эпюры напряжения в канале ЭМГ и в канале измерения мышечной нагрузки

На следующем этапе исследований были выбраны 10-секундные интервалы в сигнале ЭМГ на определенной механической нагрузке двуглавой мышцы. Одна из целей этого исследования заключалась в разработке решающего правила для измерения уровня утомляемости мышц людей, поэтому вычисления необходимо проводить в реальном времени. Кроме того, важно достижение точности определения величины механической нагрузки по анализу ЭМГ и показателей качества классификации утомления на основе предлагаемого метода. С этой целью увеличивалось количество экспериментов, то есть количество сокращений мышц при одной и той же нагрузке. Большее количество сокращений мышц не только дает большую точность, но и требует больше времени эксперимента, поэтому были учтены оба этих обстоятельства. Обучающая выборка строилась на основе пятидесяти, ста и двухсот сокращений мышцы при линейно изменяющейся механической нагрузке (см. рис. 6). Для определения величины механической нагрузки по параметрам ЭМГ использовалась модель линейной регрессии и обучаемая нейронная сеть с линейной функцией активации. Модель линейной регрессии строилась в программе MATHCAD 15, нейронные сети прямого распространения моделировались в интерактивной среде MATLAB R2018b.

В экспериментах участвовало десять мужчин, средний возраст 22 ± 2 года. Все они были здоровы и не имели хронических заболеваний. У этих участников была практически одинаковая масса тела,

они были одинаково физически развиты и не занимались профессионально спортом. Получено информированное согласие участников на эксперимент.

Средняя ошибка при определении величины нагрузки на мышцы составила 10,5, 9,2 и 6,5 %, соответственно, при использовании линейной регрессионной модели и 11,5, 9 и 5,5 %, соответственно, при использовании в качестве аппроксиматора многослойной нейронной сети прямого распространения. Как видно, точность на пятидесяти и ста опытах близки друг к другу, поэтому мы выбрали 100 сокращений мышцы в качестве основного пула при формировании обучающих и контрольных выборок.

Для классификации уровня утомления использовался классический дискриминантный анализ и нейросетевой классификатор на основе многослойного персептрона. Тест с нагрузкой проводился в течение 15 минут. По результатам исследования 15-минутное время теста было разделено на три части, соответствующие трем кластерам утомления. Отрезки сигналов ЭМГ у испытуемых содержали записи до 90-й секунды, с 90-й до 600-й секунды, с 600-й по 900-ю секунду. Обучающая выборка строилась на основе пятидесяти, ста и двухсот экспериментов на одного испытуемого. Средняя ошибка при определении величины утомления мышцы по экспериментальной группе по выделенным временным кластерам утомления составила 19,5, 18 и 18,5 %, соответственно, при использовании модели классификатора, построенного на основе классического дискриминантного анализа, и 12,5, 9,5 и 7,5 %, соответственно, при использовании в качестве классификатора многослойной нейронной сети прямого распространения.

Заключение

Для управления экзоскелетом в режиме ассистента (в комбинированном режиме) в БТС целесообразно использовать нейросетевой дешифратор ЭМГ с дублирующими каналами [16–18] и с дескрипторами, полученными на основе частотной и амплитудной демодуляции ЭМГ. Так как дешифрация электромиосигнала осуществляется посредством нейронной сети, то для ее обучения необходимо сформировать обучающие выборки, в которых паттернам электромиосигналов ставится в соответствие тарированная нагрузка на соответствующие мышцы и уровень утомления этих мышц. В каждом канале ЭМГ осуществляется оценка величины нагрузки на соответствующие мышцы и классификация утомления. В дальнейших исследованиях планируется использовать многоканальные классификаторы утомления и мышечной нагрузки и наряду с амплитудно и частотно демодулированными сигналами ЭМГ использовать показатели синхронности возбуждения мышц для более точного дифференцирования мышечного утомления [19].

Конфликт интересов

Авторы статьи заявляют, что у них нет конфликта интересов по материалам данной статьи с третьими лицами, на момент подачи статьи в редакцию журнала, и им ничего не известно о возможных конфликтах интересов в настоящем со стороны третьих лиц.

Благодарности

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-38-90112.

Список литературы

1. Трифонов А. А., Кузьмин А. А., Филист С. А., Петрунина Е. В. Нейросетевая модель для управления вертикализацией экзоскелета в комбинированном режиме // Нейроинформатика, её приложения и анализ данных. Материалы XXVIII Всероссийского семинара. Красноярск, 2020. С. 111–116.

2. Аль-Бареда А. Я. С., Брежнева А. Н., Томакова Р. А. Алгоритмы синтеза оптимального управления в биотехнических системах реабилитационного типа на основе технологий нейронных сетей // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2018. Т. 17, № 3. С. 750–754.
3. Пат. № 2635632, Российская Федерация, А61F 2/72, А61F 2/68, А61F 2/62. Способ и система управления интеллектуальной бионической конечностью / Н. М. Иванюк, В. Р. Каримов, Р. Ю. Будко, П. В. Гронский, С. М. Клейман; заявитель и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью «Бионик Натали». Заявл. 14.12.2016;опубл. 14.11.2017. Бюл. № 32.
4. Филист С. А., Петрунина Е. В., Трифонов А. А., Серебровский А. В. Кодовые образы сигналов электроэнцефалограммы для управления робототехническими устройствами посредством интерфейса мозг-компьютер // Научный журнал. Том 7, № 1. С. 67–79.
5. Трифонов А. А., Петрунина Е. В., Филист С. А., Кузьмин А. А., Жилин В. В. Биотехническая система с виртуальной реальностью в реабилитационных комплексах с искусственными обратными связями // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2019. 9 (4). С. 49–66.
6. Трифонов А. А., Кузьмин А. А., Мяснянкин М. Б., Филист С. А. Реабилитационная биотехническая система с электромиографическим контуром управления // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ2020. Труды XIV Международной научной конференции с научной молодежной школой им. И. Н. Спиридонова. 2020. С. 128–133.
7. Бобе А. С., Коньшев Д. В., Воротников С. А. Использование паттернов ЭМГ в задаче распознавания цикла ходьбы человека // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2016. № 3 (35). С. 21–28.
8. Будко Р. Ю., Страченко И. Б. Создание классификатора мимических движений на основе анализа электромиограммы // Труды СПИИРАН. 2016. Вып. 46. С. 76–89.
9. Clinical Model to the Analysis of Synergy Pattern Changes of Back Muscles and its Relationship with the Occurrence of Fatigue / Armin Hak Kak Moghaddam Torbati, Ehsan Tahami and Hamid Reza Kobravi // The Open Bioinformatics Journal, 2018.11. P.53–60.
10. Киселев А. В., Петрова Т. В., Дегтярев С. В., Рыбочкин А. Ф., Филист С. А., Шаталова О. В. [и др.] Нейросетевые модули с виртуальными потоками для классификации и прогнозирования функционального состояния сложных систем // Известия Юго-Западного государственного университета. 2018. № 4 (79). С. 123–134.
11. Atae Pedram and Aleem Idris S. Patent US, 20150370333 A1, G 06 F 3/01. applicant: Thalmic Labs Inc. – Appl. No.: 14/737,081, Filed: Jun. 11, 2015. Pub. Date: Dec. 24, 2015. 27 p.
12. Филист С. А., Шаталова О. В., Ефремов М. А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений // Нейрокомпьютеры. Разработка и применение. 2014. № 6. С. 35–39.
13. Филист С. А., Томакова Р. А., Шаталова О. В., Кузьмин А. А., Кассим К. Д. Али. Метод классификации сложноструктурируемых изображений на основе самоорганизующихся нейросетевых структур // Радиопромышленность. 2016. № 4. С. 57–65.
14. Белых В. С., Ефремов М. А., Филист С. А. Разработка и исследование метода и алгоритмов для интеллектуальных систем классификации сложноструктурируемых изображений // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. 2016. № 2 (19). С. 12–24.
15. Филист С. А., Абдул Рахим Салем Халед, Шаталова О. В., Руденко В. В. Модели нечетких нейронных сетей с трехстабильным выходом в инструментарии для психологических и физиологических исследований // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2007. Т. 6, № 2. С. 475–479.
16. Трифонов А. А., Кузьмин А. А., Филист С. А., Петрунина Е. В. Нейросетевая модель для управления вертикализацией экзоскелета в комбинированном режиме // Нейроинформатика, её приложения и анализ данных. Материалы XXVIII Всероссийского семинара. Красноярск, 2020. С. 111–116.
17. Trifonov A. A., Kuzmin A. A., Filist S. A., Petrunina E. V. Neural network model in the exoscelete verticalization control system // Journal of Physics: Conference Series. Krasnoyarsk Science and

Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations. Krasnoyarsk, Russian Federation, 2020. P. 32036.

18. Трифонов А. А., Филист С. А., Кузьмин А. А., Жилин В. В., Петрунина Е. В. Двухуровневая нейросетевая модель дешифратора электромиосигнала в системе управления вертикализацией экзоскелета // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2020. № 4 (52). С. 99–111.

19. Петрова Т. В., Филист С. А., Дегтярев С. В., Киселев А. В., Шаталова О. В. Предикторы синхронности системных ритмов живых систем для классификаторов их функциональных состояний // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2018. Т. 17. № 3. С. 693–700.

Muscle load and muscle fatigue assessment tools for combined exoskeleton control

^{1*}Trifonov A. A., ¹Kuzmin A. A., ²Petrulina E. V., ¹Kadyrova S.

¹ Southwest State University (Kursk, Russia)

² Moscow State University for the Humanities and Economics (Moscow, Russia)

email: *voldraf@mail.ru, ku3bmin@gmail.com, petruninaelenav@gmail.com, kstu-bmi@yandex.ru

To control the servo motors of the kinematic links of the exoskeleton operating in a combined mode, it is proposed to use an electromyosignal obtained as a result of monitoring the activity of muscles performing the corresponding test exercises. In order to calculate the moment of forces on the kinematic links of the exoskeleton, which assist these muscles, it is necessary to determine the amount of necessary assistance by the multichannel electromyosignal, that is, to calculate the required exogenous moment on the corresponding link of the exoskeleton. This requires an electromyosignal classifier. Since the decoding of the electromyosignal is carried out by means of a neural network, for its training it is necessary to form training samples in which the calibrated load on the corresponding muscles is assigned to the patterns of electromyosignals. The article describes the method and means of obtaining calibrated electromyosignals. *Keyword:* persons with disabilities, exoskeleton, electromyosignal, neural networks, strain gauge

Funding

Acknowledgments: The reported study was funded by RFBR, project number 19-38-90112.

References

1. Trifonov A. A., Kuzmin A. A., Filist S. A., Petrunina E. V. Neurosetevaya model dlya upravleniya vertikalizatsiei ehkzoskeleta v kombinirovannom rezhime [Neural network model for controlling the verticalization of an exoskeleton in a combined mode] // Neuroinformatika, ee prilozheniya i analiz dannykh. Materialy XXVIII Vserossiiskogo seminar [Neuroinformatics, its applications and data analysis. Materials of the XXVIII All-Russian Seminar]. Krasnoyarsk, 2020. P. 111–116 (In Russian).
2. Al-Bareda A. Ya. S., Brezhneva A. N., Tomakova R. A. Algoritmy sinteza optimalnogo upravleniya v biotekhnicheskikh sistemakh reabilitatsionnogo tipa na osnove tekhnologii neironnykh setei [Optimal control synthesis algorithms in biotechnical systems of rehabilitation type based on neural network technologies] // Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh [Systems analysis and control in biomedical systems]. 2018. Vol. 17, No. 3. P. 750–754 (In Russian).
3. Pat. № 2635632, Rossiiskaya Federatsiya, A61F 2/72, A61F 2/68, A61F 2/62. Sposob i sistema upravleniya intellektualnoi bionicheskoi konechnostyu [Method and system of intelligent bionic limb control] / N. M. Ivanyuk, V. R. Karimov, R. Yu. Budko, P. V. Gronskii, S. M. Kleiman; zayavitel i patentoobladatel Obshchestvo s ogranichennoi otvetstvennostyu «BionikNatalI». Zayavl. 14.12.2016; opubl. 14.11.2017. Byul. № 32 (In Russian).
4. Filist S. A., Petrunina E. V., Trifonov A. A., Serebrovskii A. V. Kodovye obrazy signalov ehlektroehntsefalogrammy dlya upravleniya robototekhnicheskimi ustroystvami posredstvom interfeisa

- mozg-kompyuter [Electroencephalogram signal codes for control of robotic devices via a brain-computer interface] // Modelirovanie, optimizatsiya i informatsionnye tekhnologii. Nauchnyi zhurnal [Modeling, optimization and information technology. Science Magazine]. Vol. 7, No. 1. P. 67–79 (In Russian).
5. Trifonov A. A., Petrunina E. V., Filist S. A., Kuzmin A. A., Zhilin V. V. Biotekhnicheskaya sistema s virtualnoi realnostyu v reabilitatsionnykh kompleksakh s iskusstvennymi obratnymi svyazyami [Biotechnical system with virtual reality in rehabilitation complexes with artificial feedback] // Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie [Proceedings of Southwest State University. Series Control, computer engineering, information science. Medical instruments engineering]. 2019. No. 9 (4). P. 49–66 (In Russian).
 6. Trifonov A. A., Kuzmin A. A., Myasnyankin M. B., Filist S. A. Reabilitatsionnaya biotekhnicheskaya sistema s ehlektromiograficheskim konturom upravleniya [Rehabilitation biotechnical system with electromyographic control loop] // Fizika i radioehlektronika v meditsine i ehkologii – FREHMEH 2020. Trudy XIV Mezhdunarodnoi nauchnoi konferentsii s nauchnoi molodezhnoi shkoloj im. I. N. Spiridonova [Physics and radioelectronics in medicine and ecology – FREM'2020. Proceedings of the XIV International Scientific Conference with the Scientific Youth School named after I. N. Spiridonova]. 2020. P. 128–133 (In Russian).
 7. Bobe A. S., Konyshev D. V., Vorotnikov S. A. Ispolzovanie patternov EHMГ v zadache raspoznavaniya tsikla khodby cheloveka [The use of EMG patterns in the task of recognizing the human walking cycle] // Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii [Caspian Journal: Management and High Technologies]. 2016. No. 3 (35). P. 21–28 (In Russian).
 8. Budko R. Yu., Strachenko I. B. Sozdanie klassifikatora mimicheskikh dvizhenii na osnove analiza ehlektromiogrammy [Creation of a classifier of facial movements based on the analysis of electromyogram] // Trudy SPIIRAN [SPIIRAS Proceedings]. 2016. Vol. 46. P. 76–89 (In Russian).
 9. Clinical Model to the Analysis of Synergy Pattern Changes of Back Muscles and its Relationship with the Occurrence of Fatigue / Armin Hak Kak Moghaddam Torbati, Ehsan Tahami and Hamid Reza Kobravi // The Open Bioinformatics Journal, 2018. 11. P. 53–60 (In Russian).
 10. Kiselev A. V., Petrova T. V., Degtyarev S. V., Rybochkin A. F., Filist S. A., Shatalova O. V. [et. al.] Neurosetevye moduli s virtualnymi potokami dlya klassifikatsii i prognozirovaniya funktsionalnogo sostoyaniya slozhnykh system [Neural network modules with virtual flows for classification and prediction of the functional state of complex systems] // Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta [Proceedings of Southwest State University. Series Control, computer engineering, information science. Medical instruments engineering]. 2018. No. 4 (79). P. 123–134 (In Russian).
 11. Atae Pedram and Aleem Idris S. Patent US, 20150370333 A1, G 06 F 3/01. applicant: Thalmic Labs Inc. – Appl. No.: 14/737,081, Filed: Jun. 11, 2015. Pub. Date: Dec. 24, 2015. 27 p.
 12. Filist S. A., Shatalova O. V., Efremov M. A. Gibridnaya neironnaya set s makrosloyami dlya meditsinskikh prilozhenii [Hybrid neural network with macro layers for medical applications] // Neurokompyutery. Razrabotka i primenenie [Neurocomputers. Development and application]. 2014. No. 6. P. 35–39 (In Russian).
 13. Filist S. A., Tomakova R. A., Shatalova O. V., Kuzmin A. A., Kassim K. D. Ali. Metod klassifikatsii slozhnostrukturiruemykh izobrazhenii na osnove samoorganizuyushchikhsya neurosetevykh struktur [Classification method for complexly structured images based on self-organizing neural network structures] // Radiopromyshlennost [Radio industry]. 2016. No. 4. P. 57–65 (In Russian).
 14. Belykh V. S., Efremov M. A., Filist S. A. Razrabotka i issledovanie metoda i algoritmov dlya intellektualnykh system klassifikatsii slozhnostrukturiruemykh izobrazhenii [Development and research of a method and algorithms for intelligent classification systems for complexly structured images] // Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta. Seriya: Upravlenie, vychislitel'naya tekhnika, informatika. Meditsinskoe priborostroenie [Proceedings of southwest state university. Series Control, computer engineering, information science. Medical instruments engineering]. 2016. No. 2 (19). P. 12–24 (In Russian).
 15. Filist S. A., Abdul Rakhim Salem Khaled, Shatalova O. V., Rudenko V. V. Modeli nechetkikh neironnykh setei s trekhstabilnym vykhodom v instrumentarii dlya psikhologicheskikh i fiziologicheskikh issledovaniy [Models of fuzzy neural networks with three-stable output in tools for psychological and

- physiological research] // *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh* [Systems analysis and control in biomedical systems]. 2007. Vol. 6, No. 2. P. 475–479 (In Russian).
16. Trifonov A. A., Kuzmin A. A., Filist S. A., Petrunina E. V. Neurosetevaya model dlya upravleniya vertikalizatsiei ehkzoskeleta v kombinirovannom rezhime [Neural network model for controlling the verticalization of an exoskeleton in a combined mode] // *Neuroinformatika, ee prilozheniya i analiz dannykh. Materialy XXVIII Vserossiiskogo seminar* [Neuroinformatics, its applications and data analysis. Materials of the XXVIII All-Russian Seminar]. Krasnoyarsk, 2020. P. 111–116 (In Russian).
17. Trifonov A. A., Kuzmin A. A., Filist S. A., Petrunina E. V. Neural network model in the exoscelete verticalization control system // *Journal of Physics: Conference Series*. Krasnoyarsk Science and Technology City Hall of the Russian Union of Scientific and Engineering Associations. Krasnoyarsk, Russian Federation, 2020. P. 32036.
18. Trifonov A. A., Filist S. A., Kuzmin A. A., Zhilin V. V., Petrunina E. V. Dvukhurovnevaya neurosetevaya model deshifatora ehlektromiosignala v sisteme upravleniya vertikalizatsiei ehkzoskeleta [Two-level neural network model of an electromyosignal decoder in the exoskeleton verticalization control system] // *Prikaspiiskii zhurnal: upravlenie i vysokie tekhnologii* [Caspian Journal: Management and High Technologies]. 2020. No. 4 (52). P. 99–111 (In Russian).
19. Petrova T. V., Filist S. A., Degtyarev S. V., Kiselev A. V., Shatalova O. V. Prediktory sinkhronnosti sistemnykh ritmov zhivykh system dlya klassifikatorov ikh funktsionalnykh sostoyanii [Predictors of synchronicity of systemic rhythms of living systems for classifiers of their functional states] // *Sistemnyi analiz i upravlenie v biomeditsinskikh sistemakh* [Systems analysis and control in biomedical systems]. 2018. Vol. 17. No. 3. P. 693–700 (In Russian).